

디지털 x-ray 영상시스템을 위한 무선 트리거 발생기

Wireless Triggering Pulse Generation for Digital X-ray Imaging System

고대식*, 이재철**, 이주신***

Dae-Sik KO*, Jae-Cheol Lee** and Joo-Shin Lee***

요 약

본 논문에서는 x-ray 영상시스템의 영상을 획득하기 위하여 x-ray 발생기와 영상획득시스템 사이의 동기를 맞추어 주는 트리거 발생기를 연구분석 하였다. 무선 트리거 발생기는 디지털영상 획득시스템으로부터 영상획득의 시작을 지시할 수 있는 ACQ_START 신호와 영상획득의 끝을 알리는 ACC_END 신호를 발생시킬 수 있도록 설계하였다. 디지털 영상의 획득은 ACQ_START 신호와 ACQ_END 신호 사이의 시간동안에만 정확하게 이루어지며 무선 원격 x-ray 신호의 검출을 통하여 유선통신 프로토콜 없이 정확한 x-ray 영상의 획득이 가능하고 20 mAs 의 x-ray 레벨에서 3.5 line pair /mm 분해능을 나타냄을 확인하였다.

Abstract

In this paper, we propose a method of trigger pulse generation to capture the image on time by making a synchronization between the x-ray generator and digital x-ray image acquisition system. we designed a wireless trigger pulse generation circuit to make a synchronization between x-ray generator and digital image acquisition system and analysis its performance. When it starts to detect a certain level of x-ray radiation or above from the air, this method starts to generate a ACQ_START signal to indicate the timing for image acquisition starting from digital image acquisition system.

Hence, when it starts to detect under certain level of x-ray signal from the air, this method starts to generate a ACC_END signal to indicate the timing for image acquisition stop from digital image acquisition system. Image acquisition is activated only this time between ACQ_START and ACQ_END signal.

By doing this wireless detecting of x-ray signal from remote, we can get more accurate timing for capturing the x-ray image and any type of x-ray generator can be connected to digital image acquisition system, regards of wired protocol. This makes easy installation. We could get 3.5 line pair / mm resolution at 20 mAs of x-ray level with resolution chart. This is same or better image comparing to conventional wired result

Key words : local wireless communication; signal processing; data acquisition and protocol, sync circuit design

* 목원대학교 전자공학과

** 중부대학교 전기전자공학과

*** 명지대학교 전자공학과

· 제1저자 (First Author) : 고대식

· 접수일자 : 2007년 4월 25일

I. 서 론

전자를 가속시켜서 금속물체에 충돌을 시키면 충돌 후 갑자기 전자가 감속 되지만 이때 충분한 에너지가 전자에 있다면 금속원자의 내부껍질로부터 핵 전자가 원자의 궤도를 이탈하고 이 이탈 전자가 외부의 비어있는 정공을 메우게 되는데, 이 과정에서 X-ray 라는 Photon이 방사되어 특정한 스펙트럼을 가지는 파장의 분포가 생성되는데 이것이 X-ray 이다.[1]

오늘날 X-ray 신호를 이용하여 많은 의료 진단장비에서 최근 각광을 받고 있는 것이 Digital x-ray imaging 시스템이다. 이들 시스템을 구성하는 장치들로써 촬영하고자 하는 피사체에 필요한 x-ray 신호를 만들어 주사하는 X-ray 발생장치, 피사체를 통과한 x-ray 이미지를 획득하고 디지털 형태의 데이터로 변환하는 이미지 획득 및 변환장치, 변환된 디지털 이미지를 영상으로 처리하여 진단할 수 있도록 하는 영상 컴퓨터 등이다. 정확하고 효율적인 x-ray 이미지를 얻기 위해서는 X-ray 신호를 발생하는 X-ray 발생기와 X-ray를 투과하여 얻은 이미지 정보를 획득하는 x-ray 이미지 획득장치 사이에 정확한 동기를 이루어야 하는데, 기존 시스템에서는 X-ray 발생기와 X-ray 이미지 획득장치 사이에 유선을 이용하여 신호를 주고받는 방식으로 동기를 이루었다. 이 방식은 X-ray 발생기 및 영상획득 장치를 제조하는 회사마다 제각기 다르고 이 분야에 공통화 된 Handshaking protocol이 없기 때문에 장치끼리의 호환성을 이루기가 쉽지 않고 또한 유선을 사용하기 때문에 설치상의 어려움이 늘 존재해 왔다.[2,3,4]

X-ray 발생기는 고압 및 유해한 장비로 분리되어 취급에 특별한 주의를 필요로 하므로 특정한 위치에 고정되어져야 하고 x-ray 이미지 획득장치는 촬영실의 외부에 존재하므로 x-ray 발생기와외의 사이에 동기를 맞추기 위한 wiring에는 상당한 거리를 가지고 있어 설치에 부담이 되어 왔다.

본 연구에서는 x-ray 이미지 획득장치 장치와 X-ray 발생기 사이에 상호 동기를 무선방식으로 실현하여 기존의 장비사이의 호환성 문제와 설치상의 문제점을 극복하고, 촬영 시 실제 발생하는 x-ray 신호

의 정확한 시점에서 이미지를 획득하여 보다 개선된 영상을 얻을 수 있도록 연구하여 보았다. 본 연구를 구현하기 위하여 X-ray 발생기로부터의 X-ray 신호레벨을 원격 감지하여 디지털 x-ray 이미지 획득장치에 필요한 Trigger pulse인 ACQ_START 신호와 ACQ_END 신호를 발생시키는 트리거 발생기를 설계 제작하고 그 성능을 연구분석 하였다.

II. X-ray를 이용한 의료진단 장비

X선 촬영장치는 어떤 물체에 X-ray를 투과하고, 투과되어 나오는 가시광선을 특정한 화학물질에 형상화하여 읽어서 진단에 사용하는 장비로, 흉부 및 유방촬영 골절촬영 등의 병리학적 구조뿐만 아니라 질병의 진행사항까지도 이미지화 하여 분석하는데 사용되고 있다.[2,4]

그림 1은 본 연구의 Digital x-ray imaging system의 구성도로 x-ray 발생기, Digital x-ray image 시스템(집속장치, 영상취득장치 그리고image grabber 및 영상처리 컴퓨터를 포함하는 시스템 전체) 으로 구성이 되었다. X-ray 발생기와 image grabber 장치 사이에 유선을 이용하여 두 장비 사이에 동기신호를 주고받는 대신에, Digital x-ray image 시스템에 X-ray 신호 감지기를 설치하고 이를 이용하여 x-ray 발생의 시작과 끝을 감지하여 x-ray 이미지 획득장치의 영상취득의 시작과 끝 시점을 맞추어 트리거 신호를 (ACQ_START와 ACQ_END) 발생 하도록 하는 시스템의 구성도이다. 본 시스템은 x-ray generator와 Digital x-ray imaging 장치 사이에 연결되는 wire가 없으므로 설치가 용이하고, 어떤 X-ray 발생기든지 사용 가능한 장점이 있다.

그림 1에서 X-ray 감지기는 Geiger tube를 이용한 X-ray 감지기이며 x-ray 이미지취득 장치의 이미지 grabber 회로에 필요한 트리거 신호를 인터페이스 할 수 있도록 본 연구의 트리거 발생기와 함께 설계하였다. X-ray 감지기의 설치 위치에 따라서 원거리에서도 동작할 수 있도록 트리거 신호는 Galvanic isolation을 이용한 Current loop 방식으로 인터페이스 될 수 있도록 하였다.

X-ray 신호는 인체에 유해한 신호이기 때문에 촬

영에 필요한 시간동안 만 원하는 레벨의 신호를 발생 시켜야만 한다. 이미지 촬영 시 x-ray 발생장치와 이미지 획득 장치 사이에 상호간에 주고받는 신호의 프로토콜을 그림 2를 이용하여 좀 더 상세히 보자.

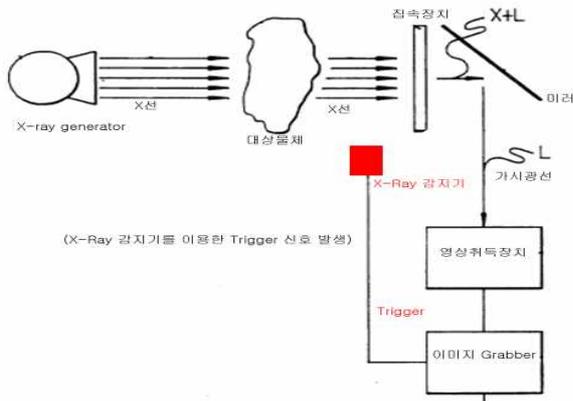


그림 1. 디지털 X-ray 의료진단 장치의 구성도
Fig.1. Configuration diagram of Digital x-ray imaging system

본 연구에서는 ACQ_RDY 신호가 발생되었을 때 즉 Digital x-ray imaging 장치가 준비가 된 상태에서 만 상호간의 동기신호를 만들어 낼 수 있도록 설계하였다.

- 촬영 엔지니어는 X-RAY 발생기의 출력될 X-RAY의 에너지 레벨(KeV)과 전류용량(mAs) 그리고 Exposure time (ms)을 설정하고 준비한다.
- 먼저 영상획득 장비가 준비가 되면 X-RAY 발생 장치에 ACQ_READY 신호를 내 보낸다.
- X-RAY 발생기의 스위치를 누르고 X_RAY 신호가 나오기 시작하면 X-RAY 발생기는 영상취득 장치에 ACQ_START 신호를 발생하여 영상취득을 시작하도록 한다.
- 영상취득 장치는 ACQ_START 신호를 받고 영상 취득을 시작하고 ACQ_ACK 신호를 X-ray 발생기에 보낸다.
- X-RAY 신호가 끝나게 되면 어느 지점에서 X-Ray 발생기는 취득장치에 ACQ_END 신호를 보낸다
- 영상 취득 장치는 ACQ_END 신호를 받고 영상 취득을 끝내고 취득한 데이터를 분석한다.

그림2에서 보듯이 x-ray radiation이 감지되기 시작 하면 ACQ_START 신호가 발생이 되어 image grabber가 이미지 획득을 시작하게 되고, x-ray radiation이 정지되면 ACQ_END 신호가 발생이 되어 영상의 획득을 정지하게 된다. 이 두개의 신호사이에 획득된 이미지는 영상 처리용 컴퓨터를 통하여 진단 가능한 이미지로 출력을 하게 된다.

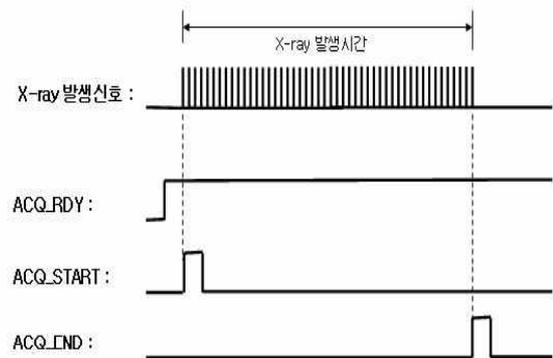


그림 2. x-ray 발생기와 이미지 획득장치 사이의 동기 규약의 신호들
Fig 2. Protocol sharing signals between x-ray generator and image acquisition system

2-1 디지털 X-ray 시스템을 위한 트리거 발생기

본 논문에서는 X-ray 발생기에서의 X-ray 신호레벨을 원격 감지하여 영상획득에 필요한 ACQ_START 신호와 ACQ_END 신호를 발생시켜, 두 장치간에 연결선 없이 기존의 프로토콜을 수행하는 장치를 설계하였다.

그림 3은 본 연구의 X-ray 감지를 이용한 트리거 신호 발생회로의 전체 블록선도 이다.

X-ray 신호의 감지를 위하여 Geiger tube를 이용하였고 이 GM tube를 통하여 검출된 신호는 Pulse shaper, Spurious 제거회로, Detection 레벨제어회로를 거쳐 Trigger 신호 인 ACQ_START, ACQ_END 신호를 만들기 위한 회로로 입력이 된다.[6]

발생된 Trigger 신호는 Galvanic isolation 회로를 거쳐서 신호분리가 되고 Current loop 방식으로 RS232C 회로를 통해 디지털영상획득 시스템으로 전달 되게 된다.

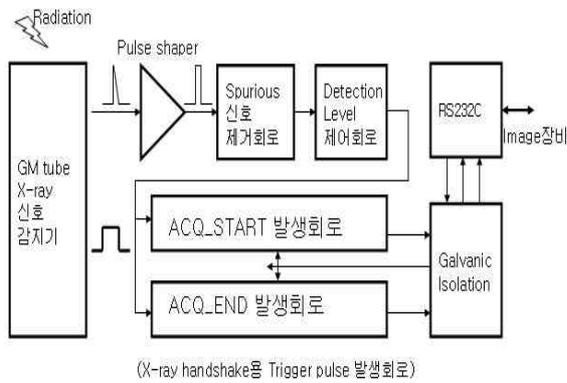


그림 3. 무선 Trigger 신호발생기 설계도

Fig 3. Block diagram of trigger pulse generation circuit [7][8]

디지털 영상획득시스템의 ACQ_RDY 신호는 RS232C 및 Galvanic isolation 회로를 거쳐 입력되어 Trigger 신호 발생기의 출력을 제어하도록 한다.

그림 3에서 X-ray 감지를 행하는 Geiger tube 는 진공 tube로 감지된 신호가 있을 때 single pulse를 출력하는 장비로 그림 4와 같이 X-ray 신호가 없을 때는 주변의 공간에 있는 방사로 인하여 주기적으로 single pulse를 만들어 내는데 이것을 Spurious 신호라 하여 불필요한 신호로, 본 연구에서는 Spurious 제거회로를 이용하여 이 신호를 제거하도록 하였다. 반면 X-ray가 발생이 되면 방사량 양이 많아지고 따라서 아래 그림 5와 같이 일정한 주기를 가지는 pulse의 열들이 형성되는데 이들 pulse를 이용하여 x-ray를 감지하게 된다.

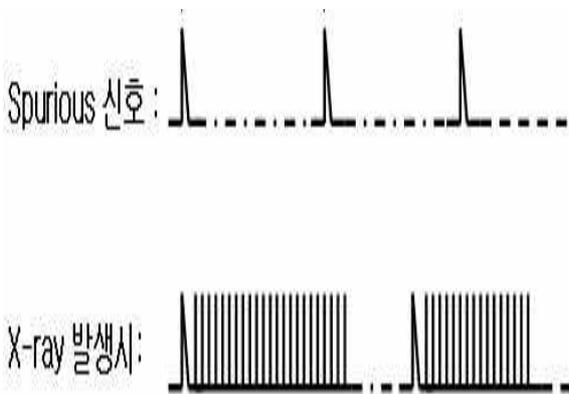


그림 4. GM tube의 출력 신호모양 [3]
Fig 4. Output signals from GM tube

본 연구에서 구현하고자 하는 무선 트리거 발생기는 그림 5와 같이 GM tube를 통하여 감지된 X-ray 신호를 보고 영상장비가 준비가 된 상태에서 (ACQ_RDY 신호) X-ray의 시작과 끝을 알리는 ACQ_START, ACQ_END 펄스를 만들어 내는 것이다.

Digital x-ray imaging 장치의 image grabber는 이 신호를 사용하여 이미지를 읽어내는 시작을 X-ray의 발생과 맞추어 시작하게 되고 X-ray의 발생이 끝나는 시간에 또한 이미지 Reading을 종료하게 된다.

여기서 ACQ_RDY 신호는 Image 장치가 준비가 되었을 때 출력되는 신호로 Ready 가 되었을 때 만 ACQ 트리거 신호들이 동작할 수 있도록 한다.

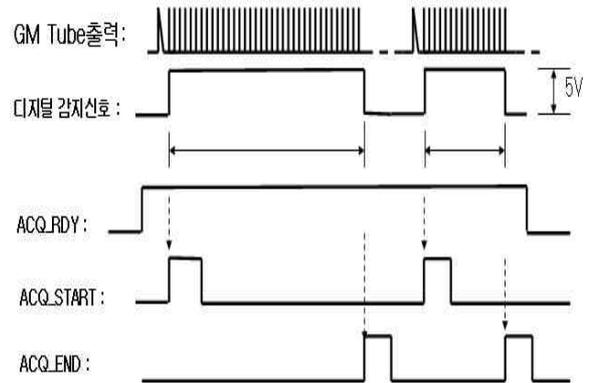


그림 5. 무선 트리거 발생기의 트리거 신호동작
Fig. 5. Trigger pulse generation with this method (wireless)

Detection level 제어회로를 통과한 신호는 하나의 profile을 가진 디지털 감지신호가 되는데 이 신호를 이용하여 영상 획득장치에게 X-ray 신호의 시작점을 알리는 ACQ_Start와 신호의 끝을 알리는 ACQ_end 신호를 만드는 회로이다. ACQ_Start 신호는 Spurious 신호를 제거하고부터 발생을 시작하여 영상획득 장치에 필요한 주기만큼의 폭 동안 신호를 유지하는 영상획득을 시작하는 신호이다. X-ray 감지신호가 끝나는 시점 후 최소 감지 폭 만큼의 시간이 지난 후 ACQ_end 신호를 만들게 되는데 이는 영상획득을 중지하는 신호이다. 따라서 ACQ_start 신호의 시작시점과 ACQ_End 신호의 시작 시점의 사이 시간이 영상이 획득되는 시간이라 하겠다.

끝으로 ACQ_START 및 ACQ_END, ACQ_RDY 신호가 원거리에서도 사용할 수 있게 Current loop를 이용하였고 전기적으로 isolation 될 수 있도록 포토 coupler로 구성된 Galvanic isolation 방법으로 영상취득 장치와 연결될 수 있도록 하였다. 보다 더 지능적인 trigger pulse를 만들기 위하여 NIOS processor를 이용하면 ACQ_START 및 ACQ_END pulse를 발생시키는 지점을 x-ray 신호의 특정 크기에서 조절할 수 있다.[4]

III. 실험 및 고찰

3-1 실험시스템의 구성

실험을 위한 X-ray 발생기는 INDICO 100 (CPI사)로 최대 32Kw의 출력을 가진다. X-ray 발생기에서 사용하는 X-ray tube는 Varian사의 B100을 사용하였고 디지털 x-ray imaging system은 X-image detector와 디지털영상 획득장치를 포함하는 IMIX-2000 (IMIX ADR GmbH사) 장비를 사용하여 실험을 하여보았다.[5]

IMIX-2000 장치는 X-ray 발생기와의 Protocol을 맞추기 위하여 기존의 유선 방식을 이용하여 사용하는 장비이므로, 본 연구의 무선 감지회로를 유선 대신 사용하여 시험 및 결과를 비교할 수 있었다.

본 연구의 X-ray 감지회로와 X-ray 발생기 사이의 거리는 최대 4미터까지 변화 시켜 본 결과, X-ray 신호를 감지하는데 매우 우수한 성능을 보였다.

실험에 사용된 피사체는 이미지의 해상도를 비교하는데 사용하는 linepair / mm를 표시하는 resolution chart를 사용하였고 또한 실제로 사람의 손을 형상화한 인조의 Phantom을 사용하여 이미지를 비교 분석하여 보았다.

3-2 실험결과 및 고찰

그림 6 그리고 7은 본 연구의 X-ray 감지기의 GM tube 출력을 측정된 것이다. 파형을 자세히 보면, GM tube의 출력 신호는 Pulse shaper를 통하여 구형파의 Pulse로 출력되고 있고, 최초의 Pulse는 Spurious 신호

로 간주하여 무시를 한다. 아래의 oscilloscope 파형에서 Channel 1은 Geiger tube의 출력 신호로 x-ray 신호가 발생했을 때 Geiger tube는 펄스를 만들어 낸다. X-ray의 강도가 크면 펄스 주기가 좁아지고 강도가 약해지면 펄스의 주기가 넓어진다.

아래 그림에서 보듯이 처음 펄스는 항상 다른 것보다 폭이 넓은데 이는 공기 중에서 생기는 자연 radiation으로 출력되는 신호로 무시하여야 한다.

Channel 2에 표시된 파형은 ACQ_START 신호가 출력되는 되는 모습으로 Spurious 신호를 무시하고 두 번째 Pulse부터 출력되어 필요한 만큼의 폭으로 X-ray의 시작 시점임을 알린다.



그림 6 ACQ_START 신호의 발생
Fig.6. ACQ_START trigger pulse vs X-ray detection signals

그림 7은 40ms 정도의 시간 동안 X-ray 신호를 발생한 뒤 ACQ_START, ACQ_END 신호를 출력한 모습이다. (Channel 1은 ACQ_START, Channel 2는 ACQ_END)



그림 7. ACQ_START와 ACQ_END 신호의 발생
Fig.7. ACQ_START vs ACQ_END trigger pulse

중전의 유선을 이용한 trigger 방식과 본 연구의 무선을 이용한 trigger 방식의 특성을 좀더 자세히 비교하기 위하여 아래와 같이 X-ray resolution chart를 사용하여 이미지를 촬영하여 보았다.[9][10]

X-ray의 발생 조건은 20mAs의 엑스레이 에너지를 1m 의 거리에서 촬영 비교하였다.

발생전압 : 50KV, 발생전류 : 100mA, 발생시간 : 200msec

그림 8과 9의 실험결과에서 Resolution chart에서는 똑 같은 해상력으로 동등한 특성을 보였고 (3.5 Line Pair/mm) 이미지의 밝기에서 본 연구의 이미지가 조금 밝게 보인 현상을 보이는데 이는 본 연구의 Trigger 발생 시간이 기존의 방식에 비하여 안정된 X-ray의 신호가 발생될 때 이미지가 획득이 되도록 trigger 신호를 만들기 때문이라 말할 수 있다.

결과적으로 두 이미지의 특성은 동등한 특성을 가지고 있는 것으로 판단하였다.

Line Pair /mm 는 해상도를 구분하기 위하여 사용되는 단위로 mm 당 몇 개의 line을 구분할 수 있는지를 보여주는 이미지 chart이다. 본 시험결과 3.5 LP/mm의 결과는 mm 당 3.5 Line Pair가 구분이 가능하다는 의미이다.

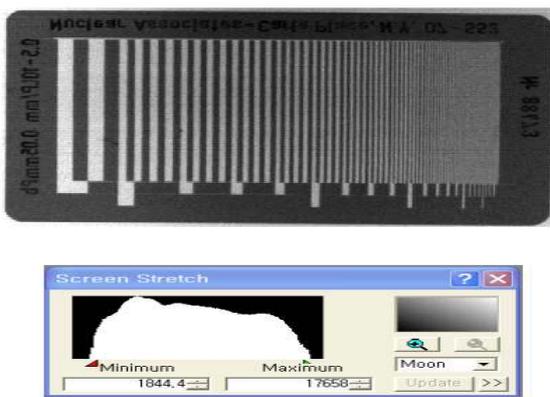


그림 8. 종전방식의 해상력 Chart 촬영결과
Fig.8 Resolution chart with conventional system

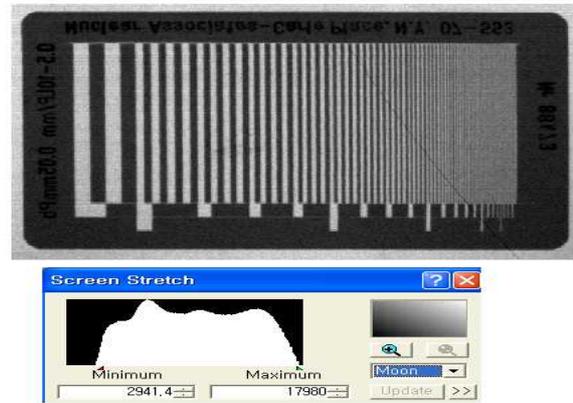


그림 9. 본 연구의 해상력 Chart 촬영결과
Fig 9 Resolution chart with this method

IV. 결 론

본 논문에서는 의료진단 장비인 Digital x-ray image system의 image grabber와 X-ray 발생기 사이에 상호 동기를 무선으로 동작시킬 수 있는 무선 트리거 발생기를 설계 제작하고 그 성능을 분석하였다. 이를 위하여 X-ray 발생기의 X-ray 신호레벨을 원격 감지하여 디지털 영상획득에 필요한 트리거 펄스인 ACQ_START 신호와 ACQ_END 신호를 발생시키는 트리거 발생기를 설계 제작하였고, 구성된 X-ray 의료진단 실험장치를 통하여 동작성능을 분석하였다.

X-ray 촬영장치의 경우는 기존의 필름을 매체로 한 방식에서 이제는 직접 촬영한 이미지를 컴퓨터를 통해서 촬영 즉시 디지털화 된 이미지를 바로 볼 수 있는 Direct image system으로 변천해 감에 따라 기존의 필름보관 및 영상을 관독하는데 많은 번거로움이 사라지고 있다.

본 연구에서 Geiger muller tube를 이용한 X-ray 감지를 이용하여 X-ray 발생기와 디지털 영상 획득장치 사이에 무선화 된 동기화 pulse를 만들어 내는데 응용 구현하여 실험하여 보았고 실험결과, Finger/Tow 의 촬영에 엑스레이의 크기를 50KVpp / 50mAs (전류 50mA)를 1초간 발생하여 촬영 한 결과 기존의 방식과 이미지에 전혀 손색이 없는 결과를 얻었다.

또한 해상력 chart의 시험결과 둘 다 3.5 Line Pair / mm 의 동등한 특성을 나타내어 손색이 없음을 보여주었다. (엑스레이 에너지 : 20mAs (50KV, 200mA,

200msec, 1m))

특히 X-ray 발생기와 디지털 이미지 획득장치와의 사이에 동기를 위하여 기존에 사용되었던 Wire를 없애므로 어떠한 엑스레이 발생기의 제품을 사용하여도 Digital x-ray image system의 이미지 획득장치와 모두 호환이 가능하므로 취급, 설치 등이 매우 용이하여 엑스레이 의료장치의 시장에서 좋은 결과를 가져오리라 판단된다.

참 고 문 헌

[1] 이재철,고대식, "Geiger Muller Tube 를 이용한 X-ray 감지기의 설계", *한국정보기술학회논문지*, 4 권 6호, pp. 115-120, 2006.12.

[2] 송도선, 정동규, "환자치료를 위한 소형 레이저빔 제어기 개발", *한국정보기술학회논문지*, 3권 1호, pp. 77 - 82, 2005. 3

[3] Space today online (spacetoday.org), "What is the Electromagnetic spectrum", 2004.

[4] Koo yangmo and Ajin publishing, "X선 과학과 응용", 2000.

[5] Eelectronics, "Geiger muller tube theory", 1988.

[6] Altera, "NIOS embedded processor design tools", 2004.

[7] Knoll GF, "Radiation detection and measurement" 3rd edition, Wiley, 1999

[8] TNER, "Multi-channel bio-electronic measurement system with galvanic isolation", 1995

[9] EDN, "RS-232C circuit has galvanic isolation", 1999

[10] Rafael C. Gonzalez and Richard Woods, "Digital Image Processing"

[11] Jacob Beutel, "Handbook of Medical Imaging", 2000

고 대 식 (高大植)



1982년 2월 : 경희대학교 전자공학과(공학사)
 1991년 2월 : 경희대학교 전자공학과(공학박사)
 1989년 - 현재 : 목원대학교 전자공학과 교수
 2001 - 2003: 목원대 학술정보처장,

현 공학교육혁신 센터장

관심분야 : 신호처리 및 인터넷 실시간멀티미디어 통신

이 재 철 (李在喆)



1998년 2월 : 성균관 대학교 정보공학과 공학석사
 1983년 4월 - 1997년 : (주)LG 전자 연구소 선임연구원
 1997년 7월 - 2003년 12월 : (주)아이엔티 텔레콤 연구소장
 2004년 1월 - 현재 : (주)창성SIC 기

술연구소 연구소장

현재 : 중부대학교 전기전자공학과 겸임교수

2006년 3월 - 현재 : 목원대학교 IT 공학과 박사과정

관심분야 : 정보통신 Network, Medical / Bio electronics

이 주 신 (李周信)



1975년 : 명지대학교 전자공학과 학사.

1977년 : 홍익대학교 전자공학과 석사.

1986년 : 명지대학교 전자공학과 박사.

1999년 - 현재 : 청주대 전자정보공학부 교수

2007년 - 현재 : 청주대학교 대학원장.

관심분야: 영상처리, 패턴인식, 동영상처리